AUS DEM INSTITUT UND DER KLINIK FÜR MEDIZINISCHE
STRAHLENKUNDE DER
UNIVERSITÄT DÜSSELDORF

(Direktor: Prof. Dr. med. Heinz Vieten)

ORGANDOSEN BEI MAMMOGRAPHIEUNTERSUCHUNGEN UND BERECHNUNG DES SOMATISCH SIGNIFIKANTEN DOSISINDEX

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Paul von den Driesch
1981

UNIV. LIBRARY

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536528_0093

AUS DEM INSTITUT UND DER KLINIK FÜR MEDIZINISCHE
STRAHLENKUNDE DER
UNIVERSITÄT DÜSSELDORF

(Direktor: Prof. Dr. med. Heinz Vieten)

ORGANDOSEN BEI MAMMOGRAPHIEUNTERSUCHUNGEN UND BERECHNUNG DES SOMATISCH SIGNIFIKANTEN DOSISINDEX

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Paul von den Driesch
1981

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Arnold

Referent
gez.: Prof. Dr. Günther

Koreferent
gez.: Prof. Dr. Jungblut

INHALTSHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

2. DIE VERSCHIEDENEN MAMMOGRAPHIEVERFAHREN

2.1 Das Standardverfahren mit folienlosem Film

2.2 Das Film-Folien-Verfahren

2.3 Das Film-Folien-Weichstrahlraster-Verfahren

2.4 Das Xeroradiographieverfahren

2.5 Die Elektronenradiographie (ERG)

3. METHODIK

3.1 Thermolumineszenzdosimetrie (TLD)

3.2 Röntgeneinrichtungen

3.3 Alderson-Rando-Phantom und Brustphantom

3.4 Plazierung der TLD's im Phantom

3.5 Anordnung zu der Messung der Organdosen in Umgebung der Röntgeneinrichtung

4. MESSERGEBNISSE

4.1 Patient

4.2 Personal

5. AUSWERTUNG

5.1 Somatischer Dosisindex

5.2 Somatisch signifikanter Dosisindex (SSD)

5.2.1. Berechnung des SSD, orientiert an dem aktuellen Stand der Mammographiezahlen

5.2.2 Berechnung des SSD, orientiert an eine Empfehlung der American Cancer Society unter Berücksichtigung von fünf Annahmen über die Anteile der mammographischen Aufzeichnungssysteme

6. ZUSAMMENFASSENDE DISKUSSION

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

Die bisher sicherste Methode zur Früherkennung der Mammacarcinome ist immer noch das röntgendiagnostische Verfahren, nämlich die Mammographie. Da als Vorsorgeuntersuchung für Frauen im Altersintervall von 35 bis 39 Jahren einmal und für ältere Frauen einmal jährlich die Mammographie indiziert ist /10/, ergibt sich, daß die Zahl der zu untersuchenden Personen sehr groß ist. Hinzu kommt, bedingt durch geringe Röhrenspannungen - je niedriger die Röhrenspannung desto höher der Bildkontrast - und zwecks Vermeidung von Folienunschärfen - die Größe für die Diagnostik wichtigen Bilddetails liegt im Bereich der Unschärfen üblicher Verstärkungsfolien -, daß die Strahlenexposition der weiblichen Brust bei Mammographien vor allem mit folienlosen Filmen sehr hoch ist. Aus diesem Grund ist die Indikation der Mammographie als Vorsorgeuntersuchung häufig Gegenstand von Diskussionen um Strahlenschäden und Nutzeffekt /2/3/33/44/. In letzter Zeit allerdings hat die Einführung anderer Verfahren - spezielle Film-Folien-Kombinationen (sog. Low Dose-Systeme) sowie xerographische Darstellungen des Röntgenbildes - zu einer Reduzierung der Strahlenexposition beigetragen. Hinzu kommt in Verbindung mit Film-Folien-Gebrauch als neueste technische Entwicklung geräteseitig die Einführung spezieller Raster zur Reduzierung der kontrastmindernden Streustrahlung.

In dieser Arbeit wird nicht nur die Strahlenexposition der weiblichen Brust für die verschiedenen Verfahren sondern auch diejenige anderer sogenannter kritischer Organe (Lunge, Schilddrüse, rotes Knochenmark und Ovarien) bestimmt. Anhand dieser Messungen wird ein somatisch signifikanter Dosisindex als Maß für das somatische Strahlenisiko einer Röntgenuntersuchung für die Gesamtbevölkerung bestimmt, sozusagen als Pendant zur Angabe der genetisch signifikanten Dosis für die Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland aufgrund röntgendiagnostischer Unter-

suchungen als Maß für das genetische Risiko. Zu diesem Zweck muß neben den Organdosen die Zahl der jährlich mammographisch untersuchten Frauen bekannt sein.

2. DIE VERSCHIEDENEN MAMMOGRAPHIEVERFAHREN

2.1 Das Standardverfahren mit folienlosem Film

Die Mammographie muß sich als Methode zur Diagnose des Mammacarcinoms daran messen lassen, ob sie in der Lage ist, die für eine erfolgreiche Frühdiagnose so wichtigen Mikrokalzifikatinen (ø 0,1 bis 0,3 mm) /15/46/ optimal darzustellen. Ziel der Mammographietechnik ist es, geringe Absorptions- und Dichteunterschiede der Brust mit einem möglichst hohen Kontrast wiederzugeben.
Die bisher beste Methode, dies zu erreichen, ist die Weichstrahltechnik für die folgende aufnahmetechnische Bedingungen zu erfüllen sind: 25 bis 35 kV Röhrenspannung, geringe Vorfilterung (z.B. 0,5 mm Al Gleichwert), Röntgenröhre mit kleinem Brennfleck und trotzdem hoher Dosisleistung in der Nutzstrahlung, Einblendung durch Spezialtubus, Ausgleich der großen Dickenunterschiede durch Kompression, feinkörniger Röntgenfilm für Materialprüfung mit steiler Gradation und hoher maximaler Schwärzung und Belichtungsautomatik /14/.
Bei der speziellen für die Mammographie konzipierten Röntgeneinrichtung ist eine Röntgenröhre mit Molybdän als Anodenmaterial zu bevorzugen; besonders geeignet ist eine Röhre mit Berylliumaustrittsfenster und zwecks Ausnutzung der K-Absorptionskante bei 20 keV mit einem Molybdän-Selektivfilter von 0,03 mm Dicke. Bei größeren Schichtdicken der komprimierten Mamma kann so die Röhrenspannung erhöht werden bei gleichzeitiger Senkung der Belichtungzeit, ohne daß hierdurch der Bild-Kontrast leidet /14/. Durch die geringe Filterdicke wird eine Aufhärtung der weichen Strahlung verhindert. Um die Bildqualität zu verbessern, wird versucht, den Streustrahlenanteil zu reduzieren. Da die Einblendung des Nutzstrahlbündels durch

eine Tiefenblende nicht ausreichend ist, wird die Anwendung eines speziellen Aufnahmetubus' notwendig, welcher durch Kompression der Mamma - trotz der Gefahr die brustwandnahen Abschnitte nicht ausreichend zu erfassen - folgendes bewirken soll: Reduktion des Streustrahlen erzeugenden Volumens, Herstellung einer relativen Planparallelität der konischen Mammaform und die Ruhigstellung der Mamma /18/. Da bei dem Standardverfahren mit folienlosem Film die Verbesserung des Bildkontrastes durch ein Streustrahlenraster mit einer weiteren Erhöhung der ohnehin bereits relativ hohen Strahlenexposition verbunden wäre, kann diese Möglichkeit nicht genutzt werden. Nur sehr feinkörnige Materialprüffilme erfüllen die notwendigen Anforderungen in Bezug auf Kontrast und Zeichenschärfe (z.B. Definix Medical der Fa Kodak und Strkturix D7 der Fa. Agfa Gevaert) /18/. Obwohl eine Belichtung von Hand möglich ist, sollte eine Belichtungsautomatik verwendet werden, denn es konnte gezeigt werden, daß zwischen gemessener Mammaschichtdicke und erforderlicher Bestrahlungszeit keine ausreichende Korrelation besteht /17/. Bei Aufnahmespannungen unter 30 kV ist das erforderliche mAs-Produkt verhältnismäßig hoch. Da die Bewegungsunschärfe möglichst gering sein muß, ist die Belichtungszeit limitiert; dies erreicht man durch Erhöhung der Röhrenstromstärke und der Verkürzung des FHA /18/. Für die Strahlenexposition der Haut der Mamma wird eine Größenordnung von 1,8 bis 18 rd*) je nach den unterschiedlichen Aufnahmebedingungen angegeben /14/, so z.B. für Kodak Definix Medical 6 rd /16/ bzw. ø 6,6 rd /5/. Die mittlere Organdosis der Mamma wird mit durchschnittlich 2 rd (1,6 bis 2,4 rd) ebenfalls für Definix Medical angegeben /21/. Die Mammogrphie mit folienlosem Film ist im Vergleich

---

*) 1 rd = 0,01 Gray (Gy)

mit anderen Mammographieverfahren mit der höchsten Strahlenbelastung verbunden.
Bei der Filmmammographie wie auch bei den anderen Mammographieverfahren werden als Standardprojektionen der craniocaudale (cc), der mediolaterale (ml) und der schräge Strahlengang benutzt. Für Screening-Zwecke wird wegen der damit verbundenen möglichst niedrigen Strahlenexposition und aus Gründen der Zeit- und Kostenersparnis zur Diagnose des Mammacarcinoms die Mammographie mit einer Aufnahme bei entweder schrägem /27/48/ oder mediolateralem Strahlengang /7/ vorgeschlagen. Andererseits wird nur eine Aufnahme nicht für ausreichend gehalten und für Screening-Programme der craniocaudale und schräge Strahlengang verlangt /1/.

2.2 Das Film-Folien-Verfahren

Die hohe Strahlenbelastung für die Patientin bei der Standardmethode mit Industriefilm wird wesentlich reduziert durch die Anwendung des Film-Folien-Verfahrens. Bei dieser Methode wird die lichtempfindliche Schicht des Films mit einer als Lumineszenzschirm wirkenden Vertärkerfolie, bestehend aus lumineszenzfähigen Salzen, belegt. Als Folienmaterial werden verwendet Kalziumwolframat, Bleibariumsulfat, mit Silber aktiviertes Zinksulfid und in neuerer Zeit Verbindungen seltener Erden wie z.B. Gadoliniumsulfid /13/. Röntgenstrahlung wird durch die Verstärkerfolie in sichtbares Licht umgesetzt, für das die Röntgenfilme empfindlicher sind als für Röntgenstrahlen. Da die Güte der Bildschärfe vom sehr engen Kontakt zwischen der Folie und der lichtempfindlichen Schicht des Röntgenfilmes abhängt, benutzte man zunächst Kassetten, um die beiden Anteile aneinander zu pressen. Aber partielle Bildunschärfen werden erst seit der Einführung von Vakuumkassetten auf ein für die Mammographie ausreichendes Maß reduziert. Vakuumkassetten bestehen aus Kunststofftaschen, die vor Gebrauch mit einer speziellen Apparatur evakuiert und verschweißt werden, so daß durch den Luftdruck Film und Folie gleichmäßig zusammengepreßt werden. Diese Vakuumkassetten werden beim Lo Dose System der Fa. Du Pont verwendet, bei dem eine sehr scharf zeichnende Rückfolie mit einem einseitig emulsioniertem Film kombiniert ist /13/. Der wesentlichste Vorteil des Film-Folien-Verfahrens ist die Dosisreduzierung bis auf etwa 10% der Dosis beim Materialprüffilmverfahren /29/. Ein weiterer Vorteil ist die Verbesserung des Bildkontrastes durch die geringere Streustrahlenempfindlichkeit der Folien /49/. Außerdem reduziert die verkürzte Belichtungszeit die Bewegungsunschärfe /5/. Der gravierendste Nachteil ist die im Vergleich zum Materialprüffilm schlechtere Ortsauflösung, die zur Folge hat, daß Mikrokalzifikationen (ø 0,1 bis 0,3 mm) , die wichtige Hinweise auf okkulte

Mammacarcinome sind, schlechter dargestellt werden als bei Anwendung des Materialprüffilms /12/24/30/49/. Es muß allerdings darauf hingewiesen werden, daß mit einer Film-Folien-Kombination aus einer feinstzeichnenden Detailfolie (Du Pont Detailfolie XC) als Rückfolie und einem zweiseitig beschichtetn Materialprüffilm (Du Pont Cronex 75 M) auch die Erkennung der Mikrokalzifikationen als verbessert bezeichnet worden ist /5/. Ebenfalls nachteilig sind durch Staub bedingte Artefakte auf den Röntgenbildern, die aber als solche identifizierbar sind /5/35/. Außerdem wird auf die etwas umständlichere Handhabung des Systems hingewiesen / 49/. Die Expositionszeit kann auf 1 bis 2 s gesenkt werden /5/. Es wird mit den für die Weichstrahltechnik üblichen Röhrenstromstärken und -spannungen gearbeitet (z.B. 30 kV und 200 mA /35/. Die Hautdosis wird in der Literatur durchschnittlich mit etwa 0,7 rd (0,5 bis 1,25 rd) angegeben /16/35/36/49/ und die mittlere Gewebedosis mit 0,22 rd (0,08 bis 0,36 rd) /21/.

2.3 Das Film-Folien-Weichstrahlraster-Verfahren

Das relativ neue Film-Folien-Weichstrahlraster-Verfahren soll der Forderung nachkommen, die Strahlenbelastung zu reduzieren, was zwar bei der alleinigen Verwendung von Film-Folien-Systemen auch gelingt, wobei die Bildgüte aber beeinträchtigt wird. Durch Anwendung eines speziellen für die Weichstrahltechnik geeigneten Rasters läßt sich der Anteil der Streustrahlung senken und dadurch der Kontrast erhöhen. Trotz Rastergebrauch könnte eine Dosisreduktion im Vergleich zum Materialprüffilm erzielt werden, und das bei einer besseren Bildqualität.
Ein "ideales Weichstrahlraster" sollte nach Friedrich /11/ folgende Bedingungen erfüllen: geringe Lamellendicke (Pb-Dicke kleiner als 30 µm) und Lamellenzahl (30 bis 35 pro cm), hohes Schachtverhältnis (1:8), derzeit kleinstmögliche Schachtabsorption (max. 20%), Fokussierabstand von 60 cm und eine Selektivität (= Primärstrahl-/Streustrahldurchlaß) von etwa 3. Derzeitige Weichstrahlraster erreichen eine Selektivität von 1,5 bis 2,0. Deshalb werden Film-Folien-Systeme mit relativ hohen Verstärkungsfaktoren benötigt, wie z.B. die Syteme Trimax und Cronex 70/MR 50, die den höheren Dosibedarf infolge Rasterabsorption und vergrößerten FFA durch eine gesteigerte Empfindlichkeit im Vergleich zum Materialprüffilm ausgleichen /11/. Luska und Nüsslin /28/ geben die Energiedosis auf der Eintrittsseite bei 4 cm Kompressionsdicke mit 4,8 rd und die Parenchymdosis in 4 cm Tiefe mit 0,44 rd an. Die Rastertechnik führt zu einem deutlich erhöhten Kontrast der Bilddetails der Größenordnung von 0,1 bis 10 mm. Hierbei werden sehr feine Strukturen sichtbar, die mit der konventionellen Methode nicht identifizierbar sind /11/. Durch den erhöhten FFA (60cm) erreicht man eine Ausdehnung des Bildausschnitts auf eine Darstellung des Drüsenkörpers bis zur Pektoralislinie und durch die günstigere Gradation der verwendeten Film-Folien-Systeme im Vergleich zum Materialprüffilm eine Vergrößerung des verwertbaren Bildumfangs, so daß fast aus-

nahmslos die Kutanregion und das subkutane Fettgewebe mit Schaukastenlicht ohne zusätzliche Lichtquelle beurteilt werden kann /28/.

2.4 Das Xeroradiographieverfahren

Die Xeroradiographie bedient sich statt der fotografischen Schicht des üblichen Röntgenfilmes einer 130 nm dicken amorphen Selenschicht, die auf eine Aluminiumplatte aufgedampft worden ist. Diese Platten werden in für Röntgenstrahlen durchlässigen Kassetten aus Kunststoff aufbewahrt.
Selen, ein Fotohalbleiter, wird bei Einfall elektromagnetischer Strahlung zum Leiter. Es wird mit positiver Spannung zwischen 1000 und 1600 V gleichmäßig aufgeladen und damit für Röntgenstrahlen sensibilisiert. Die Platten werden wie ein Röntgenfilm belichtet. An Stellen, die von Strahlung getroffen werden, erfolgt eine Entladung,deren Stärke der Strahlendosis proportional ist. So entsteht ein elektrostatisches Ladungsbild auf der Platte, das mit entgegengesetzt aufgeladenem Pulver (sog. Toner) sichtbar gemacht wird. Das nicht fixierte Pulverbild wird auf ein kunststoffbeschichtetes Spezialpapier übertragen und durch Erhitzen fixiert. Die Platte ist wiederverwendbar, nachdem sie gereinigt und neutralisiert worden ist. Vorteile der Xeroradiographie sind Konturverstärkung und Flächenunterdrückung. Die Konturverstärkung kommt dadurch zustande, daß sichan der Grenze unterschiedlich stark entladener Bereiche Pulverteilchen stärker an der Randkontur des geringer entladenen Bereichs anlagern. Durch dieses Phänomen werden kleine Objekte, speziell Mikroverkalkungen, die als Frühzeichen der Mammacarcinome gelten, aufgespürt. Auch bei sehr gewebedichten Mammae, vorwiegend jüngerer Frauen, gelangen so feinste Teilstrukturen gut zur Abbildung. Die Flächenunterdrückung, d.h. flächenhafte Absorptionunterschiede werden nicht sehr deutlich, vergrößert den darstellbaren Objektumfang. Literatur: /8/45/47/50/.
Als Einstellungen für eine optimale Bildqualität werden Röhrenspannungen von 40 bis 46 kV und mAs-Produkte von 240 bis 300 (Filter 0,5 mm Al) /8/ oder von 37 bis 45 kV und mAs-Produkt 100 bis 180 (Filter 0,7 bis 1,7 mm Al) /38/ angegeben. Andere Autoren erhieltengute Xero-Mammographien bei 60 kV und 150 mAs

(Filter 1,3 mm Al und FHA 90 cm) /39/. Auf diese Weise gewonnene Xero-Bilder zeigen aber eine geringeren Kontrast, weil bei steigender Röhrenspannung der Konturverstärkungseffekt nicht voll zur Geltung kommt /8/. Bei der Xeroradiographie werden zwei Strahlenqualitäten angewendet:

1) ca. 40 kV, 0,5 bis 0,7 mm Al-Filter ("konventionelle Xeromammographie")
2) ca. 40 kV, 1,5 bis 3,0 mm Al-Filter ("high filtration Xeromammographie")

Eine Erhöhung der Filterdicke sollte zu einer deutlichen Senkung der Oberflächen- und Gewebedosis führen. Eine Gesamtfilterung von 3,0 mm Al ermöglicht so z.B. am Senograph der Fa. CGR Koch & Sterzel eine Dosisreduktion um den Faktor 2 bis 3 gegenüber der konventionellen Xeroradiographie. Dabei ist die Bildqualität der High-Filtration-Methode, abgesehen von einem geringen Kontrastverlust, derjenigen der konventionellen Methode gleichwertig /21/. Die mittleren Haut- und Organdosiswerte für die Xeroradiographie aus der Literatur sind Tabelle 1 zu entnehmen. Es zeigt sich, daß die High-Filtration-Methode als Screening-Methode geeignet erscheint.

METHODE	FILTERDICKE (mm Al)	HAUTDOSIS (rd)	ORGANDOSIS (rd)
konventionelle Xeromammograpie	0,5 bis 1,0	2,1 (2,7 bis 1,3)	0,87 (0,49 bis 1,3)
high filtration Xeromammographie	1,7 bis 3,0	1,2 (0,85 bis 1,6)	0,48 (0,22 bis 0,85)

Tab. 1: Mittlere Haut- und Organdosiswerte für die Xeromammographie (Hautdosiswerte /21/38/51/; Organdosiswerte /21/38/40/51/)

2.5 ELEKTRONENRADIOGRAPHIE (ERG)

Als Mammographiesystem gewinnt ein elektronenradiographisches oder ERG-Verfahren, von der Fa. Xonics Inc. unter dem Handelsnamen XONICS ELECTRON MAMMOGRAPHY eingeführt, in den USA an Bedeutung. Obwohl dieses System bei den eigenen Messungen nicht berücksichtigt werden konnte, soll es wegen der zukunftsweisenden Bedeutung kurz dargestellt werden, um alternative Perspektiven einbeziehen zu können.

Das ERG-Bildaufzeichnungsverfahren verwendet bei Weiterbenutzung der herkömmlichen radiographischen Einrichtungen ein fotoemittierendes Kassettensystem mit einer unbehandelten Polyester-Bildträgerfolie sowie eine von der Dunkelkammer unabhängige Entwicklung.

In der Bildkassette befindet sich die Polyesterfolie zwischen sphärisch angeordneten Elektroden. Vor dem Belichtungsvorgang wird die abgedichtete Kassette mit Xenon /31/ oder Krypton /32/ unter einen Druck von 10 atm gesetzt und zwischen den Elektroden eine Spannung von 10 000 V angelegt.

Während der Belichtung wird die Röntgenstrahlung in dem eingefüllten Edelgas absorbiert. Dabei bildet sich für jedes absorbierte Photon der Röntgenstrahlung ein Elektron-Ion-Paar. Durch die induzierte Spannung bewegen sich die Elektronen zur positiven Elektrode hin. Auf der zwischengelagerten Folie bilden die Elektronen ein der durchgelassenen Röntgenstrahlung direkt proportionales negatives elektrostatisches latentes Bild.

Bei der anschließenden Entwicklung wird das elektrostatische Bild in einer kolloidalen Suspenson positiv geladener schwarzer Tonerpartikel sichtbar gemacht. Anschließend wird das Farbstoffbild mit einer flüssigen Schutzschicht fixiert.

Das Auflösungsvermögen des ERG-Verfahrens findet seine Grenze in der lateralen Ladungsdiffusion. Bei entsprechend hoher Elektrodenspannung und hohem Gasdruck wird jedoch eine Auflösung erreicht, die signifikant höher ist als die konventioneller Filme.

Da es sich bei der Bildträgerfolie um unbehandeltes Material handelt, sind die Nachteile der fotografischen Bildaufzeichnungs-Systeme ausgeschlossen. Aus dieser Systemcharakteristik folgt, daß sich sehr geringe Dichteunterschiede erkennen lassen.

Mit anderen elektrostatischen Systemen teilt auch die ERG-Technik einen Kontur-Verstärkungseffekt. Dieser Effekt ist beeinflußbar und kann z.B. für die Hervorhebung kleiner Details genutzt werden. Eine weitere Bildkontrolle liegt in der möglichen Variation des charakteristischen ERG-Kurvenverlaufs sowohl bei der Belichtung als auch bei der Entwicklung. Hieraus resultiert die Möglichkeit Details bestimmter Dichte zu betonen.

Die praktische Signifikanz dieses speziellen elektrostatischen Bilderzeugungssystems gewinnt neben allen angeführten Vorteilen zur diagnostischen Information insbesondere an Wert durch die sehr niedrige Strahlenexposition, die dieses System erfordert. So gibt E. Muntz u. a. einen Expositionsbereich von 90 bis 230 mR bei konstant gehaltenem Photonenspektrum aber um den Faktor 3 variierten mAs-Produkt an /32/. Literatur: /31/32/37/

3. METHODIK

3.1 Thermolumineszenzdosimetrie

Die Messung der Organdosen erfolgte mit Thermolumineszenzdosimetern (TLD's) aus CaF_2-Stäbchen der Fa. Harshaw (TLD 200), die sich durch geringe Abmessungen (1x1x6 mm = 318 mg), Mehrfachverwendbarkeit und hohe Empfindkichkeit für Photonenstrahlen auszeichnen. In diesen Festkörperdosimetern werden unter Einwirkung ionisierender Strahlung Elektronen aus dem Kristallverband freigesetzt und an Haftstellen (sog. Traps) angelagert. Diese Bindung ist relativ stabil. Deshalb ist Energie (z.B. Aufheizen auf mehrere hundert Grad Celsius) notwendig, um die Elektronen wieder freizustzen. Die zuvor absorbierte Strahlenenergie wird dabei als Licht emittiert. Die Emittierte Lichtmenge ist proportional zur Dosis der eingestrahlten ionisierenden Strahlung und wird in einem Auswertegerät mit Hilfe eines Sekundärelektronenvervielfachers ("Photomultiplier") nachgewiesen. Während des Auswertevorgangs wird die Dosisinformation weitgehend gelöscht. Zur Auswertung diente das Auswertegerät 'Harshaw Thermolumineszenzdetektor 2000 A' und der 'Harshaw Pico-Amperemeter-Typ 2000 B'. Nach der Auswertung können die Dosimeter durch eine Wärmebehandlung regenerriert werden. Hierdurch wird die noch gespeicherte Restinformation der vorausgegangenen Messung gelöscht unddie Empfindlichkeit der TLD's auf ein gleichmäßiges Niveau gebracht. Die TLD's sind nun wieder verwendbar, sollten jedoch zur Messung kleiner Dosen zwecks Abschirmung der Umgebungsstrahlung in Blei gelagert werden. Innerhalb der bei der Mammographie benutzten Röhrenspannungen (bis 40 kV) besteht eine starke Abhängigkeit der TLD-Anzeige von der Strahlenenergie. Es ist deshalb erforderlich, einen von der Röhrenspannung und Filterung abhängigen Kalibrierfaktor zu ermitteln, mit dem die eingestrahlte Dosis aus der Anzeige am Auswerte-

gerät (in nC) errechnet werden kann. Für die bei den Messungen benutzten Strahlenqualitäten wurden die Kalibrierfaktoren ermittelt. Als Dosismonitor diente die an ein Standarddosimeter angeschlossene Weichstrahlkammer (Meßbereich bis 100 kV) des Simplex-Dosimeters der Fa. PTW, Freiburg. Die Kalibrierung erfolgte frei Luft. Literatur: /4/23/26/.

3.2 Röntgeneinrichtungen

Für die Organdosismessung, sowie für die Messungen der Strahlenexposition des radiologischen Personals wurde ein 'Senograph' der Fa. CGR, Koch & Sterzel mit folgenden Gerätedaten verwendet:

GERÄTEDATEN DES SENOGRAPH	
Röhre	einpolige Mo-Stehanodenröhre
Austrittsfenstermaterial	Beryllium
Filter	0,03 mm Mo
Fokusgröße	0,6 mm x 0,6 mm
Röhrenspannungsbereich	bis 40 kV kontinuierlich wählbar
Röhrenstrombereich	bis 40 mA kontinuierlich wählbar
Belichtungszeitbereich	bis 10 s kontinuierlich wählbar
Dauerleistung	1,2 kW
FFA	veränderlich (je nach Objektdicke und Kompression)

Während einer Probeschaltung besteht eine Kontrollmöglichkeit ohne Strahlenexposition der Patientin. Wahlweise kann eine Belichtungsautomatik benutzt werden.

Bei den Organdosismessungen für das Film-Folien-Weichstrahlraster-System wurde ein 'Mammo Diagnost' der Fa. Philips benutzt mit Gerätedaten wie folgt:

GERÄTEDATEN DES MAMMO DIAGNOST U	
Röhre	einpolige Mo-Drehanodenröhre
Austrittsfenstermaterial	Beryllium
Filter	0,03 mm Mo
Fokusgröße	0,6 mm x 0,6 mm
Röhrenspannungsbereich	25 bis 50 kV mit festen Sprungstufen
max. Röhrenstrom	200 mA
Belichtungszeitbereich	(ohne Belichtungsautomat) bis 4 s stufenlos bei freier Zeitwahl
Nennleistung	5 kW bis zu 4 s
FFA	50 cm
Raterdaten:	Schachtverh.: 1:5, Pb 27/5, Lamellenzahl 27/cm

3.3 Alderson-Rando-Phantom und Brustphantom

Die Messung der Organdosen mittels TLD's erfolgte im Rahmen simulierter mammographischer Untersuchungen an einem Alderson-Rando-Phantom, das sowohl äußerlich als auch im Hinblick auf Dichte und Konsistenz dem menschlichen Körper äquivalent ist. Die im Phantom gemessenen Organdosen sind durch dessen Gewebeäquivalenz unter radiologischen Gesichtspunkten auf Patienten übertragbar. Das Phantom setzt sich aus etwa 2,5 cm dicken Scheiben zusammen. Dieser Aufbau gewährleistet eine leichte Zerlegbarkeit. In die Scheiben sind kleine Löcher gestanzt, die zur Aufnahme der TLD's bestimmt sind. Das Phantom ermöglicht es, an beliebigen, bei Patienten nicht zugänglichen Stellen Dosismessungen vorzunehmen, wobei die genaue Plazierung der TLD's durch vorgezeichnete Organkonturen erleichtert wird. Da es sich um ein männliches Phantom handelte, mußte ein Alderson-Rando-Brustphantom an dessen Thoraxwand unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse befestigt werden. Es hat konische Gestalt (Basis mit einem Radius von ca. 6 cm, von der Basis zur Peripherie 7 cmm Distanz) und war nicht komprimierbar. Die TLD's wurden im Zentrum der Basis plaziert.

Die optimalen Belichtungszeiten bei den simulierten mammographischen Untersuchungen wurden bestimmt mit dem 'Wisconsin Mammogaphy Detail Phantom' der Fa. RMI.

3.4 Plazierung der TLD's im Phantom

Zur Bestimmung der Organdosen mußte ein den anatomischen Gegebenheiten entsprechendes, reproduzierbares Schema der TLD-Plazierung erstellt werden. Die geschah in Anlehnung an einen Plan in /41/.

Weibliche Brust: Zwei TLD's wurden wegen dessen besonderer Strahlensensibilität im Zentrum des Drüsengewebes plaziert. Aus den beiden Dosimeteranzeigen wurde der Mittelwert gebildet.

Lunge: Sieben TLD's wurden,unter Berücksichtigung einer möglichst gleichmäßigen Verteilung, in die Lunge eingesetzt. Durch Bildung des arithmetischen Mittelwertes erhielt man den Lungendosiswert.

Schilddrüse: Im Schilddrüsenzentrum wurde ein Dosimeter plaziert.

Ovarien: Für jedes Ovar wurde ein TLD benutzt, und die Organdosis durch Mittelwertbildung beider Anzeigen erhalten.

Rotes Knochenmark: Es wurden elf TLD's nach Tabelle 2 verteilt.

Die Verteilung des roten Knochenmarkes ist stark altersabhängig . Für das Alter von 35 Jahren ist die prozentuale Verteilung seiner Anteile , die sich bis zum Alter von 80 Jhren nur geringfügig ändern dürfte, in Tabelle 3 dargestellt /6/.

Diese prozentualen Anteile des aktiven roten Knochenmarkes wurden bei der Ermittlung der mittleren Knochenmarksdosis berücksichtigt.

Aufnahmesysteme bestimmt: Film, Xero High Filtration und Film-Folien-System (MR 50) und hinter der Abschirmung für einen Punkt die Dosis für das Aufnahmesytem Film. Zusätzlich wurde für die Aufnahmeparameter des Films an einem der Aufpunkte mittels des Alderson-Rando-Phantoms die Organdosen für das Personal ermittelt.

ANATOMISCHE STELLE	ANZAHL DER TLD's
Schädelchalotte	2
Schulterblatt	1
Schlüsselbein	1
Brustbeinkörper	1
6. Rippe (imRippenkörper)	2
2. Lendenwirbelkörper	1
Becken (Darmbeinkamm)	1
Kreuzbein	1

Tab. 2: Verteilung und Anzahl der Dosimeter im Phantom

KÖRPERBEREICH	PROZENTUALER ANTEIL DES AKTIVEN ROTEN KNOCHEN-MARKES
Becken	ca. 35 %
Wirbelsäule	ca. 30 %
Kopf	ca. 15 %
Rippen	ca. 8 %
Schulterblatt	ca. 7,5 %
Brustbein	ca. 2,5 %
Schlüsselbein	ca. 2 %

Tab. 3: Verteilung der Anteile des aktiven roten Knochenmarkes für das Alter von 35 Jahren

3.5 Anordnung zur Messung der Organdosen für das Personal in Umgebung der Röntgeneinrichtung

Oft hält sich das radiologische Personal bei Mammographien im Röntgenraum auf*). Die Möglichkeit einer unvorsichtigen, unsachgemäßen Handhabung einer mobilen Abschirmung bzw. die Notwendigkeit eines Aufenthaltes im Röntgenraum während der Mammographie ließen die Bestimmung der Personalexposition als angezeigt erscheinen.

Am Senograph wurden mit dem Dosis/Dosisleistungsmeßgerät TOL/E der Fa. Berthold an verschiedenen Punkten in ein Meter Abstand, halbkreisförmig vor der Röntgenröhre, bei einer Aufpunkthöhe von 1,15 m die Ortsdosen für die Aufnahmeparameter folgender

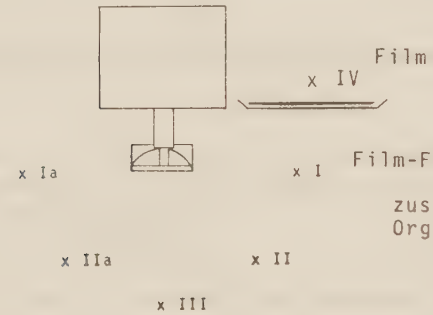

Abb. 1: Meßanordnung und Lage der Aufpunkte bei der Strahlenexposition des Personals bei Mammographien

*) Als Strahlenschutz sind bei einigen handelsüblichen Geräten Strahlenschutzwände mit Sichtfenster (z.B. Mammomat, Fa. Siemens) oder Sichtglaswände (z.B. Diagnost M, Fa. Philips/Müller) vorgesehen. Andere Systeme sind strahlenschutzmäßig mit einer nur zusätzlich mobilen Schutzwand ausgerüstet (z.B. der benutzte Senograph, Fa. CGR Koch & Sterzel, mit einer nur etwa brusthohen Personenabschirmung der Fa. Hänel, NAVIG aus 1,0 mm Pb).

Aufnahmesysteme bestimmt: Film, Xero High Filtration und Film-Folien-System (MR 50) und hinter der Abschirmung für einen Punkt die Dosis für das Aufnahmesytem Film. Zusätzlich wurde für die Aufnahmeparameter des Films an einem der Aufpunkte mittels des Alderson-Rando-Phantoms die Organdosen für das Personal ermittelt.

4. MESSERGEBNISSE

4.1 Patient

In Tabelle 4 sind die Organdosen für die verschiedenen Mammographieverfahren zusammengefaßt, und zwar jeweils als Summe der Aufnahmen mit craniocaudalem, mediolateralem und schrägem Strahlengang. Da das Mammaphantom nicht komprimierbar war, mußten die Mammadosiswerte in 6 cm Schichttiefe gemessen werden, was nicht der mittleren Schichttiefe bei Patientinnen entspricht. Aus diesem Grunde wurden für die Strahlenqualitäten, die für die verschiedenen Aufzeichnungssysteme benutzt worden waren, Tiefendosiskurven erstellt (siehe Abbildung 2) und aus diesen die Dosiswerte für die realistischere Schichttiefe von drei cm abgelesen.

4.2 Personal

In Tabelle 5 sind die Ortsdosen für die Einstellparameter der verschiedenen Mammographieaufnahmesysteme und in Tabelle 6 speziell die Organdosen für diejenigen des Aufnahmesystems Film, die mit Hilfe des Alderson-Rando-Phantoms in ein Meter Abstand vom Röntgenstrahler ermittelt wurden, zusammengestellt.

AUFZEICHNUNGS-SYSTEM	FILTER-DICKE (mm)	RÖHREN-SPANNUNG (kV)	RÖHREN-STROM (mA)	EXPOSITIONSZEIT (s) cc	ml	schräg	FHA (cm)	ORGANDOSEN (mrd) Ovarien	Lunge	Schild-drüse	Knochen-mark (rotes)	Brust	OBERFLÄ-CHENDOSEN (rd) cc
Industrie-film (Kodak Definix)	0,03 Mo	30	40	5	5,3	5,6	28	1,0	4,0	1,0	4,0	1940	27
Film-Folien-System (Medi-chrome MR 50)	0,03 Mo	25	30	1,5	1,8	2,1	28	0,1	0,5	0,1	1,0	250	9
Xero (konv.)	0,5 Al	40	36	3,5	3,8	4,1	36	0,5	30	3,0	75	5330	10
Xero ("high filtration")	1,5 Al	40	36	2,8	3,1	3,4	36	0,2	10	2,0	8,0	1240	6
%-Anteile der Expositionen durch Aufnahmen bei den einzelnen Strahlengängen bei Xero ("high filtration")													
Xero (h. f.)	1,5 Al	40	36	2,8			36	26,0%	18%	9%	11%	25%	
Xero (h. f.)	1,5 Al	40	36		3,1		36	18,5%	49%	50%	61%	36%	
Xero (h. f.)	1,5 Al	40	36			3,4	36	55,5%	33%	41%	28%	39%	
								100 %	100%	100%	100%	100%	
Film-Folien-System + Weich-strahlraster (Min R)	0,5 Al	25	125	1,3	1,5	1,7	28	0,4	0,5	1,4	1,1	690	5

Tab. 4: Organdosen bei Mammographien mit verschiedenen Aufzeichnungssystemen (f=0,9 rd/R für Weichteilgewebe; f=4 rd/R für Knochengewebe)

*) Die Belichtungszeiten sind wegen eines Fehlers an der Belichtungsautomatik als maximaleWerte zu verstehen so daß bei diesem Aufzeichnungssystem auch niedrigere Dosiswerte erwartet werden können

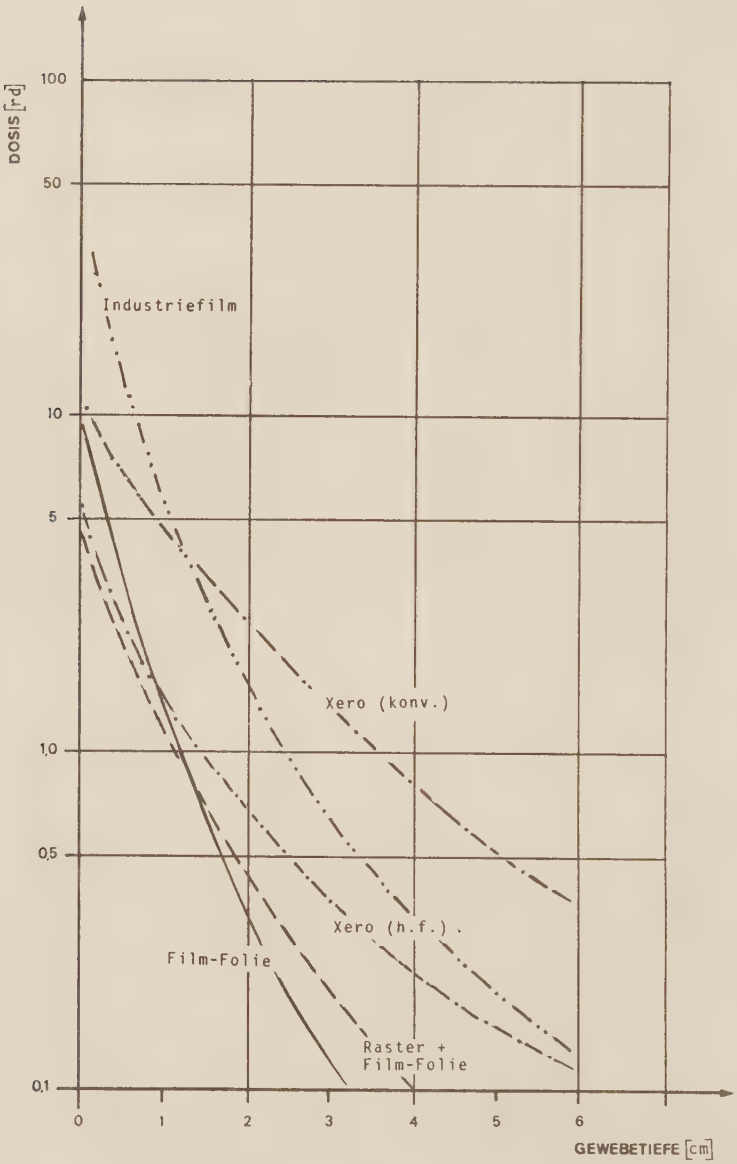

Abb. 2. Tiefendosiskurven für die verschiedenen Strahlenqualitäten der in dieser Arbeit untersuchten Mammographie-Aufnahmesysteme

AUFPUNKT (vgl. Abb.1)	ORTSDOSIS IN mR PRO JE 2 AUFNAHMEN (cc, ml, schräg)		Filter-dicke (mm)	Röhren-spannung (kV)	Röhren-strom (mA)	Gesamtexpo-sitionszeit (s)
	0,14	Film-folien-System	0,03 Mo	30	35	3,3
I, Ia	0,33	Xero ("high filtration")	1,5 Al	40	35	9,9
	1,42	Industriefilm	0,03 Mo	30	40	27,6
	0,16					
II,IIa	0,45					
	1,62					
	0,27					
III	0,91					
	2,73					
IV	0,30	Industriefilm				

Tab. 5: Ortsdosen in Umgebung der Mammographieeinrichtung SENOGRAPH der Fa. Koch & Sterzel für 3 verschiedene Mammographieaufzeichnungssysteme (Abstand Fokus-Aufpunkt: 1m , Aufpunkthöhe: 1,15 m)

ORGAN	ORGANDOSIS (mrd)
Ovarien	0,135
Lunge	0,150
Schilddrüse	0,376
Brust	0,148
Rotes Knochenmark	0,116

Tab. 6: Organdosen beim durch Schutzkleidung nicht abgedeckten Personal am Aufpunkt I (vgl. Abb.1) während der Durchführung einer mammographischen Röntgenuntersuchung mit Industriefilm als Aufzeichnungssystem und den Strahlengängen cc, ml, schräg (0,03 Mo, 30 kV, 40 mA, 15,9 s)

5. AUSWERTUNG

5.1 Somatischer Dosisindex

Die umfangreichen Untersuchungen von Jacobi /19/20/ und von Laws, Rosenstein /25/ über den Verlauf der Dosis-Risiko-Beziehung, das Zeitfaktor-Problem und die Bilanz des Strahlenrisikos bei Ganzkörperbestrahlung ermöglichen eine Risikoabschätzung, mit der quantitative Angaben zum Strahlenrisiko gemacht werden können. Die zahlenmäßige Darstellung des Strahlenrisikos wird durch den sog. somatischen Dosisindex ermöglicht, der nach Laws, Rosenstein mit folgender Gleichung (Gl.1) berechnet werden kann:

$$I_D = \frac{\sum_{i=1}^{n} s_i \, \alpha_i \, \bar{D}_i}{\sum_{i=1}^{n} s_i \, \alpha_i} \qquad \ldots(Gl.1)$$

Hierbei bedeutet:

s_i = relative Gefährlichkeit der somatischen Schädigung für das i-te Organ,

α_i = Risikofaktor, ausgedrückt in Zahl der Fälle von Leukämie und anderer maligner Prozeße pro 10^6 Personen pro Jahr und Rad, für das i-te Organ,

$\bar{D}_i$ = mittlere Energiedosis in Rad, die im i-ten Organ absorbiert wird,

$s_i \cdot \alpha_i$ = Empfindlichkeitskoeffizient für das jeweils bestrahlte Organ.

Der Tabelle 7 sind die Risikofaktoren und die relativen Gefährlichkeiten für die betrachteten Organe zu entnehmen:

ORGAN	α_i	s_i
rotes Knochenmark	1,0	1,0
Schilddrüse	3,0	0,3
Brust	6,0	0,65
Lunge	1,0	1,0

Tab. 7: Risikofaktoren für Frauen und relative Gefährlichkeiten im Sinne der Gl. 1

Mit Hilfe der Werte in den Tabellen 4 und 7 wurde der somatische Dosisindex (SD) nach Gl. 1 berechnet (Tab. 8).

AUFZEICHNUNGSSYSTEM	SOMATISCHER DOSISINDEX (mrd)
Industriefilm	1116
Film-Folien-System	145
Xeroradiographie (konv.)	3065
Xeroradiographie ("high filtration")	715
Rastertechnik mit Film-Folien-System	396

Tab. 8: Somatischer Dosisindex für Mammographien mit fünf verschiedenen Aufzeichnungssystemen

5.2 Somatisch signifikanter Dosisindex (SSD)

Um die Strahlenexposition einer Gesamtbevölkerung bewerten zu können, wird der somatisch signifikante Dosisindex (SSD) benutzt, der sich aus dem Produkt aus der Anzahl der Röntgenuntersuchungen und dem somatischen Dosisindex ergibt. Die Einheit des SSD für Frauen ist das woman-rad /25/.

In der Literatur waren keine Angaben über die Anzahl der Mammographien zu finden. Mit Hilfe der Hauptstelle der kassenärztlichen Vereinigung Nordrhein (entsprechen den Regierungsbezirken Köln und Düsseldorf) konnte die Anzahl der Mammographien (alle gesetzlich Versicherten einbezogen) für die beiden Regierungsbezirke für 1980 ermittelt werden /22/. Die erhaltene Zahl der Mammographien wurde auf die weibliche Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland hochgerechnet /42/.

5.2.1 Berechnung des SSD, orientiert an dem aktuellen Stand der Mammographiezahlen

Es wurde der SSD errechnet, orientiert an dem aktuellen Stand der Zahl der Mammographien von 2 657 471 Untersuchungen im Jahr 1980 in der Bundesrepublik Deutschland unter Berücksichtigung der prozentualen Anteile der einzelnen mammographischen Verfahren (Tabelle 9). Das Ergebnis ist Tabelle 10 zu entnehmen.

5.2.2 Berechnung des SSD, orientiert an eine Empfehlung der American Cancer Society unter Berücksichtigung von fünf Annahmen über die Anteile der mammographischen Aufzeichnungssysteme

Nach einer Empfehlung der American Cancer Society vom 21. 3. 1980 /10/ sollten sich Frauen im Alter zwischen 35 und 39 Jahren einmal und zwischen 40 und 60 jährlich mammographisch untersuchen lassen. Die würde auf die Bundesrepublik Deutschland bezogen 8 656 371 Untersuchungen für das Jahr 1980 bedeuten. Es wurden fünf Annahmen über die Anteile der mammographischen Aufzeichnungssysteme aufgestellt (Tabelle 9). Aus der maximal möglichen Anzahl der Mammographien und den jeweiligen angenommenen prozentualen Anteilen der Aufzeichnungssysteme wurden die SSD's für die fünf Annahmen berechnet (siehe Tabelle 10).

AUFZEICHNUNGSSYSTEME	Anteil der einzelnen Systeme (%) akt. Stand	I	II	III	IV	V
Industriefilm	63	63	0	0	0	0
Film-Folien-System	25	25	0	100	0	0
Xeroradiog. (konv.)	5	5	0	0	0	0
Xeroradiog. ("high filtr.")	5	5	50	0	100	0
Rastertechnik u. Film-Folien-System	2	2	50	0	0	100

Tab. 9: Anteile der einzelnen Mammographieaufzeichnungssysteme an der Gesamtzahl der Mammographien zur Berechnung des SSD

Der somatisch signifikante Dosisindex hat für die Voraussetzungen 5.2.1 und 5.2.2 die in der Tabelle 10 aufgeführten Werte:

UNTERSUCHUNGSZAHL UND ZUSAMMENSETZUNG DER EINZELNEN AUFZEICHNUNGSSYSTEME (vgl. Tab. 9)		SOMATISCH SIGNIFIKANTER DOSISINDEX (woman-rad)
Aktueller Stand der Zahl der Mammographien (5.2.1)		$2{,}40 \times 10^6$
Optimale Zahl an Mammographien (5.2.2)	Annahme I	$8{,}10 \times 10^6$
	Annahme II	$4{,}80 \times 10^6$
	Annahme III	$1{,}30 \times 10^6$
	Annahme IV	$6{,}20 \times 10^6$
	Annahme V	$3{,}40 \times 10^6$

Tab. 10: Somatisch signifikanter Dosisindex als Maß für das somatische Strahlenrisiko durch Mammographie (vgl. auch Tab. 9)

6. ZUSAMMENFASSENDE DISKUSSION

In dieser Arbeit wurde versucht, quantitativ das somatische Strahlenrisiko der weiblichen Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland infolge mammographischer Röntgenuntersuchungen abzuschätzen. Vergleicht man die oben errechnete Werte für den somatisch signifikanten Dosisindex (SSD) bei Mammographien mit den SSD-Werten für eine Auswahl anderer Untersuchungsarten (Tab. 11), so ergibt sich bei den Mammographien ein um eine Zehnerpotenz höherer Wert, der durch vergleichsweise hohe Risikofaktoren (α_i) und Strahlenexpositionen der weiblichen Brust zu erklären ist.

UNTERSUCHUNGSART	SSD (woman-rad)
Thoraxaufnahme	4,1
Aufnahme der BWS	8,4
Beckenaufnahme	0,1
Thorax-CT	1,1
Abdomen-CT	0,2
MDP	3,9
Thoraxdurchleuchtung	6,4
Mammographie (nur Film-Folien-System)	3,8

$\times 10^5$

Tab. 11: SSD für einige ausgewählte Röntgenuntersuchungen als Vergleich zu Tab. 10 /9/43/

Entwicklungsziel in der Mamographie muß es deshalb sein: Die Strahlenexposition möglichst gering halten, gleichzeitig aber eine optimale Bildqualität mit Darstellung kleinster Mikrokalzifikationen und Mikrosepten gewährleisten. Diese zwei Forderungen sind gleichzeitig schwer zu realisieren, denn optimale Bildqualität erfordert in der Regel hohe Dosis am Bildempfangssystem. Die Lösung liegt zur Zeit in einem Kompromiß

zwischen diesen beiden Forderungen. Außerdem verlangen die steigenden Kosten für die medizinische Versorgung der Bevölkerung eine Kosten-Nutzen-Analyse, die auf der einen Seite die gesundheitliche Gefährdung der Bevölkerung (hier: mögliche Tumorinduktion in der weiblichen Brust), auf der anderen Seite die Aussagekraft eines diagnostischen Verfahrens (hier: Mammographie) in Abhängigkeit von der Schädigungsmöglichkeit (hier: hohe Strahlenexposition) abwägen muß. Der Wert des SSD, orientiert am aktuellen Stand der Zahl der Mammographien und den heutigen Anteilen der einzelnen Mammographieaufzeichnungssysteme (SSD = $2{,}4 \times 10^6$ woman-rad), wird auf Grundlage der Untersuchungszahlen aus der Empfehlung der American Cancer Society von 1980 ("optimale Zahl an Mammographien") um den Faktor 3,4 größer. Es ist die Frage, ob dieser erhöhte SSD-Wert durch die gesteigerte Aufdeckungsrate okkulter Mammacarcinome tolerierbar bleibt. Die Annahme II (vgl. Tab. 9), Mammographien in Zukunft z.B. mit 50% Xeroradiographie 'high filtration' und 50% Rastertechnik und Film-Folien-System durchzuführen, wäre möglicherweise erstrebenswert, denn die beiden Systeme liefern annehmbare Bildqualitäten bei verhältnismäßig niedrigen Strahlenexpositionen. Im Rahmen dieser Überlegungen ist der Gebrauch des Industriefilms, des Film-Folien-Systems (ohne Rastertechnik) und der konventionellen Xeroradiographie nicht mehr empfehlenswert. Der Indudtriefilm liefert zwar gute Bildqualitäten erfordert aber auch hohe Dosiswerte. Das Film-Folien-System dagegen zeichnet sich durch sehr niedrige Dosiswerte aus (für den Gebrauch von 100% Film-Folien-System beträgt der SSD $1{,}5 \times 10^6$ woman-rad), die Bildqualität wird aber von vielen Autoren als unzureichend beurteilt. Für die konventionelle Xeroradiographie gilt ähnliches wie für den Industriefilm: Gute Bildqualität bei hohen Dosiswerten.

Die hier noch abwägenden Überlegungen zur Vereinbarkeit notwendiger Strahlenexposition und hinreichender Bildqualität erübrigten sich bei Berücksichtigung des ERG-Systems (vgl. Kap. 2.5) mit seiner hervorragenden System-Basischarakteristik. Die mit Einführung des ERG-Systems verbundenen Vorteile für die Aufdeckung okkulter Mammacarcinome sind selbstevident: Größtmöglicher diagnostischer Nutzen für die Patientin bei zur Zeit geringster Strahlenbelastung und dies -maximal vertretbare Mammographiefrequenz vorausgesetzt- bei volkswirtschaftlich vertretbaren Kosten.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1 Anderson, J., Jan Hildell, Anders Mühlow u. Holger Petterson. Number of Projections in Mammography: Influence on Detection of Breast Disease. Am. J. Roentgenol. 130: 349-351, 1978.

2 Bailar III, John C.. Mammography: A Contrary View. Annals of Internal Medicine. 84: 77-84, 1976.

3 Bailar III, John C.. Mammographic Screening: A Reappraisal of Benefits and Risks. Clin. Obstet. Gynecol. 21: 1-14, 1978.

4 Becker, K. u. A. Scharmann. Einführung in die Festkörper Dosimetrie. München 1975.

5 Buck, J. u.V. Barth. Verringerrung der Strahlenbelastung bei der Filmmammographie durch Verwendung einer neuen Film-Folien-Kombination (Erste Mitteilung). Fortschr. Röntgenstr. 129,1: 109-111, 1978.

6 Bundesminister des Innern, der. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung. Jahresbericht 1976, S. 149.

7 Cukier, D. S., Al Filemon u. R. B. Maravilla Jr.. One View Followup Mammogram: Efficancy in Screening for Breast Cancer. JAMA 237: 661-662, 1977.

8 Evers, R. u. B. Reinhard. Grundlagen und Technik der Xeroradiographie. Rö-Bl. 26: 544-553, 1973.

9 Ewen, K.. Messungen und Gedanken bei der Anwendung von Röntgenstrahlen unter Berücksichtigung der Röntgenverordnung. Habil.-Schrift RWTH Aachen, 1980.

10 Fleming, Th.. Consensus on Mammography. Postgraduate Medicine 67: 23-26, 1980.

11 Friedrich, M. Neuere Entwicklungstendenzen der Mammographie-Technik: Die Raster-Mammographie. Fortschr. Röntgenstr. 128,2: 207-222, 1978.

12 Frischbier, H. J. u. H. U. Lohbeck (Hrsg.). Frühdiagnostik des Mammacarcinoms. Stuttgart 1977.

13 Fromhold, W. , H. Gajewski u. H. D. Schoen (Hrsg.). Medizinische Röntgentechnik. Bd. I. Physikalische und Technische Grundlagen. Stuttgart 1979.

14 Gajewski, H. u. H.-P. Heilmann. Experimentelle Untersuchungen zur optimalen Aufnahmetechnik bei der Mammographie. Röfo 115,2: 248-256, 1972.

15 Gershon-Cohen, J., S. M. Berger u. B. M. Curcio. Breast Cancer with Microcalcifications: Diagnostic Difficulties. Radiology 87: 613-622, 1966.

16 Hagemann, G. H. Knedel u. R. Weberling. Neue Verstärkerfolien in der klin. Radiologie (III. Mitteilung, Folien-Film-System für die Mammographie). Fortschr. Röntgenstr. 129,2: 260-265, 1978.

17 Hoeffken, W., K. Heuss u. E. Rödel. Die Notwendigkeit einer Belichtungsautomatik für die Mammographie. Der Radiologe 10,4: 154-157, 1970.

18 Hüppe, J. R.. Optimierung der Mammographie aus klinisch-radiologischer Sicht. Der Radiologe 10,4: 127-136, 1970.

19 Jacobi, W.. Beziehungen zwischen Strahlendosis und dem somatischen Strahlenrisiko. Atomwirtschaft-Atomtechnik 6: 278-284, 1974.

20 Jacobi, W. . Veränderungen und neue Erkenntnisse in der Abschätzung des somatischen Strahlenrisikos. Fortschr. Röntgenstr. 124,5: 489-492, 1976.

21 John, V., K. Ewen u. E. Kurz. Dosisreduktion bei der Xeromammographie. Deutsche med. Wschr. 103: 859-861, 1978.

22 Kassenärztliche Vereinigung Nordrhein, die. Persönliche Mitteilung.

23 Krämer, K.. Systematische Untersuchungen der Eigenschaften von Thermolumineszenz-Dosimetern für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie. Diss. Erlangen-Nürnberg 1975.

24 Kuhn, H..Optimierung der Aufnahmebedingungen in der Mammographie. Electromedica 45: 32-37, 1977.

25 Laws, P. u. M.Rosenstein. A Somatic Dose Index for Diagnostic Radiology. Health Physics 35: 629-642, 1978.

26 Liebe, M.. Verwendung von CaF_2-Thermolumineszenzdosimetern zur Bestimmung der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik. Diss. Düsseldorf 1978.

27 Lundgren, B. u. S. Jakobsson. Single View Mammography. A Simple and Efficient Approach to Breast Cancer Screening. Cancer 38: 1124-1129, 1976.

28 Luska, G., F. Nüsslin u. H. H. Wagner. Klinische Erfahrungen mit der Raster-Mammographie. Fortschr. Röntgenstr. 131,4: 349-355, 1979.

29 Maurer, H.-J. u. F. Goos. Untersuchungen zur Bildgüte bei Anwendung von Folien in der Mammographie. Fortschr. Röntgenstr. 130,3: 347-351,1979.

30 Millis, R. R., R. Davis u. A. J. Stacey. The Detection and Significance of Calcification in the Breast: Radiological and Pathological Study. Brit. J. Radiol. 49: 12-26, 1976.

31 Muntz, E. P. u. M. Welkowsky. Characteristics of Quantum Statistic Limited Electrostatic Imaging in Mammography. (Hrsg. J. Wiley & Sons 1977).

32 Muntz, E. P., M. Welkowsky, E.Kaegi u. a.. Optimization of Electrostatic Imaging Systems for Minimum Patient Dose or Minimum Exposure in Mammography. Radiology 127: 517-523, 1978.

33 Oeser, H., P. Koeppe u. Rach. Das vermeintliche Krebsrisiko der Mammographie. Fortschr. Röntgenstr. 125,6: 487-490, 1976.

34 O'Mara, R. E., F. F. Ruzicka, A. Osborne u. J. Cennell. Xeromammography and Filmmammography - Completion of a Comparative Study. Radiology 88: 1121-1126, 1967.

35 Price, J. L. u. P. D. Butler. The Reduction of Radiation and Exposure Time in Mammography. Brit. J. Radiol. 43: 251-255, 1970.

36 Price, J. L., P. M. Davis u. P. D. Butler. Mammograms on Medichrome Film. Clin. Radiol. 27: 371-373, 1976.

37 Proudian, A. P., R.Carangi, G. Jacobson u. a.. Electron Radiography: A New Method of Radiographic Imaging. Radiology 85: 260-269, 1965.

38 Ramsden, J. A., B. M. Moores and Asbury. The Dose to the Patient and the Quality of the Image in Xeromammmography. Brit. J. Radiol. 52: 804-809, 1979.

39 Ruzicka, F. F., L. Kaufmann, G. Shapiro u. a.. Xeromammography and Filmmammography - A Comparative Study. Radiology 85: 260-269, 1965.

40 Säbel, M., E. M. Paterok, J. Weishaar u. F. Willgeroth. Untersuchungen zur Bildgüte bei der Film- und Xero-Mammographie. Fortschr. Röntgenstr. 126,6: 529-536, 1977.

41 Sherman, G. J., G. R. Howe u. A. B. Miller. Organ Dose per Unit Exposure Resulting from Fluoroscopy for Artificial Pneumo-Thorax. Health Physics 35: 259-269, 1978.

42 Statistisches Bundesamt (Hrsg.). Statistisches Jahrbuch 1980 für die Bundesrepublik Deutschland. Wiesbaden 1980.

43 Steiner, H.. Bestimmung von Organdosen bei röntgendiagnostischen Untersuchungen und Berechnug der somatisch signifikanten Dosisindizes. Diss. Düsseldorf 1980.

44 Swartz, H. u. B. Reichling. The Risks of Mammograms. JAMA 237: 965-966, 1977.

45 Schnepper, E., J. Schütz u. M. Wannenmacher. Xeroradiographie. Med. Klin. 72: 1091-1097, 1977.

46 Tonge, K. A., R. Davis u. R.R. Millis. The Problem of Discrimination in Mammography. Arguments for Using a Biological Test Object. Brit. J. Radiol. 49: 678-685, 1976.

47 Weishaar, J., F. Willgeroth u. M. Säbel. Strahlenarme Mammographie. Selecta (Sonderdruck) 33, 1975.

48 Weishaar, J., E. M. Paterok, A. Müller u. F. Willgeroth. Zur Mammographie mit einer Aufnahme. Deutsche med. Wschr. 101: 1865-1866, 1976.

49 Weissleder, H. u. H. Kiefer. Mammographie mit minimaler Strahlendosis. Fortschr. Röntgenstr. 126,6: 520-528, 1977.

50 Wolfe, J. N.. Breast Xeromammography. Cancer 24: 1222-1225, 1969.

51 Zarrand, D.. Absorbed Dose in Xeromammography. Brit. J. Radiol. 53: 114-119, 1980.

LEBENSLAUF

Am 15. 11. 1952 wurde ich in Haan/Rheinland als drittes Kind des Josef von den Driesch und seiner Ehefrau Maria von den Driesch, geb. Wieners, geboren.

Von 1959 bis 1966 besuchte ich die Don-Bosco-Schule in Haan und seit 1966 das Städtische Aufbaugymnasium Düsseldorf. Im Jahr 1972 legte ich am Städt. Aufbaugymnasium Düsseldorf die Reifeprüfung ab.

In den Jahren 1973/74 leistete ich meinen Wehrdienst ab.

An der Universität Köln studierte ich 1975/76 Chemie.

Mein Medizinstudium begann ich in Aachen an der Rheinisch-Westfälischen-Technischen-Hochschule 1977 und setze es seit 1978 an der Universität Düsseldorf fort.

DANKSAGUNG

Hiermit danke ich Herrn Prof. Dr. Günther vom Institut und der Klinik für medizinische Strahlenkunde der Universität Düsseldorf für die Bereitstellung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn ORR Dr. Ewen von der Zentralstelle für Sicherheitstechnik (ZfS), Düsseldorf für die Betreuung der Arbeit und sein stets förderndes Interesse am Fortgang derselben.

Außerdem gilt gilt Frau Dr. John, OA der Strahlenklinik der Universität Essen, mein Dank für die Möglichkeit, die Dosismessungen durchzuführen, sowie ihre Unterstützung.

Schließlich bin ich Frau Teubert von der ZfS verpflichtet für ihre Hilfe bei der Auswertung der Dosimeter im TLD-Labor der ZfS.